

L. Jofre, E. de los Reyes, A. Elias, M. Ferrando
J. Romeu, M. Baquero, J.M. Rius
Dpto. de Electrofísica, E.T.S.I. Telecomunicación, UPC

ABSTRACT

A cylindric microwave tomography system for biomedical applications is presented. The system operates at 2.45 GHz. The cylindric geometry is an alternative to planar systems, which require rotation around the object. An experimental set-up with a reconstruction area of 20 cm of diameter, and a total acquisition and processing time of 5 seconds is described.

INTRODUCCION

Estudios recientes [1],[2] han mostrado el interés potencial de un sistema activo de formación de imagen para aplicaciones biomédicas mediante una señal de microondas. Esta señal posee unas características específicas de penetración y sensibilidad con respecto a otras formas de iluminación como rayos X o ultrasonidos. En particular, pueden ser útiles para la reconstrucción de perfiles de temperatura [3] en hipertermia y en procesos funcionales [4]. La frecuencia de operación, por un compromiso entre resolución y atenuación, debe estar comprendida entre 2 y 6 GHz.[5].

Hasta ahora los experimentos se han venido realizando a 3 GHz sobre órganos aislados y han confirmado que pueden conseguirse resoluciones del orden de 6 mm en medios de alto contenido en agua. Las geometrías utilizadas, básicamente lineal y plana, requieren una rotación mecánica en torno al objeto.

En el momento actual, los esfuerzos están orientados a mejorar la geometría de iluminación y medida, los receptores y los algoritmos de focalización. En esta línea, esta comunicación presenta una solución cilíndrica original y compacta, que posee ventajas intrínsecas al evitar la rotación mecánica, utilizar algoritmos angularmente periódicos y estar más adaptada al proceso de difracción.

Este artículo hace una presentación global del sistema de imagen y esta complementado por otros dos artículos más específicos que describen por separado el dispositivo experimental y los algoritmos de procesado.

ELECCION DEL LA FRECUENCIA DE TRABAJO

La elección de la frecuencia de trabajo es una solución de compromiso entre resolución y penetración. En general, al aumentar la frecuencia mejora la resolución (disminuye la longitud de onda) y disminuye la profundidad de penetración (aumenta la constante de atenuación). El requerimiento de penetración para el estudio de órganos profundos aconseja bajas frecuencias, mientras que el criterio de resolución aconseja frecuencias altas.

La elección de frecuencia, puede también decirse, que es una solución de compromiso entre resolución y el tiempo de medida. En efecto cuando la señal recibida disminuye, debido al aumento de atenuación, su medida debe realizarse con un tiempo de integración mayor

para tener la misma relación señal ruido, S/N.

En la figura 1, se representan los valores de resolución y atenuación para dos tejidos característicos, músculo y grasa, en función de la frecuencia desde 1 a 10 GHz, y en la tabla I los valores de permitividad para estos tejidos a 3 GHz. Puede verse que mientras que la atenuación para tejidos con bajo contenido en agua (grasa) permanece relativamente baja, aumenta rápidamente, al aumentar la frecuencia, en tejidos con alto contenido en agua (músculo). La longitud de onda decrece casi exponencialmente en ambos tejidos al aumentar la frecuencia. La región sombreada limitada por 2 y 8 GHz representa un margen de frecuencia adecuado para la tomografía por microondas de órganos biológicos, en particular para abdomen, cabeza y torax.

Las consideraciones de resolución, profundidad de penetración y tiempo de adquisición, nos ha llevado a escoger una frecuencia en la parte baja de la banda, en particular $f = 2.45$ GHz, que además posee la ventaja de ser una banda asignada a aplicaciones ISM (Industrial, Scientific, and Medical) en todo el mundo.

SENSIBILIDAD CON LA TEMPERATURA TOMOGRAFIA DIFERENCIAL

La temperatura es un parámetro cuya variación es perceptible por medio de la imaginería activa por microondas. Unas primeras medidas con agua y órganos aislados [6], han demostrado que diferencias de temperatura inferiores a 1 C eran observables.

Los cambios observados corresponden a variaciones de ϵ y σ con la temperatura. En la región de las microondas, donde la dispersión de estos parámetros es pequeña, la variación viene dada por [7] :

$$\frac{\Delta\sigma}{\sigma} = 2\% / ^\circ\text{C}$$

(1)

$$\frac{\Delta\epsilon}{\epsilon} \approx - 0.5\% / ^\circ\text{C}$$

En procesos funcionales, más que una reconstrucción en términos absolutos de un corte tomográfico, interesan las variaciones sucesivas (diferenciales) que va experimentando el órgano. En este sentido, los algoritmos presentados se adaptan perfectamente a la reconstrucción de la diferencia de dos imágenes

sucesivas puesto que pueden ser aplicadas todas las hipótesis de un método perturbacional.

BALANCE DE POTENCIAS

Sea la geometría circular representada en la figura 2, donde R_u es el diámetro de la zona útil; R_g , el espesor de la zona de guarda entre el aplicador y el cuerpo a estudiar; W_t , la potencia emitida por una sonda; W_r , la potencia recibida por la sonda diametralmente opuesta; A_{ef} el área de captación de potencia de la sonda.

Para hacer un estudio de la sensibilidad necesaria del sistema es preciso situarse en el caso más desfavorable, y ello significa:

- Suponer como medio de investigación el agua cuya atenuación es igual o mayor que la de los tejidos biológicos.
- Definir el volumen y variación de temperatura mínimos a detectar, que fijaremos en un cubo de arista $\lambda/2$ y un incremento de temperatura de 1°C , desde 35°C a 36°C .
- Suponer la célula elemental en el centro del cilindro, situación más desfavorable en cuanto a atenuación.
- Prever un espesor de la zona de guarda importante, del orden de $4,5\lambda$ (6.25 cm).
- Suponer propagación según onda esférica (realmente será una situación intermedia entre cilíndrica y esférica).

La potencia recibida en la sonda detectora, de características idénticas a la emisora, y situado en la posición opuesta, será:

$$\frac{W_r}{W_t} = \left(\frac{\pi}{8R} \frac{\epsilon_1 - \epsilon_0}{\epsilon_0} \frac{e^{-2\alpha(R_g + R)} A_{ef}}{R} \right)^2 =$$

$$= \left(\frac{\pi}{8} \frac{\epsilon_1 - \epsilon_0}{\epsilon_0} \frac{A_{ef}}{R^2} e^{-2\pi \text{tg} \delta} (\bar{R}_g + \bar{R}) \right)^2 \quad (2)$$

donde $\bar{R} = R/\lambda$, $\bar{R}_g = R_g/\lambda$, $\bar{A}_{ef} = A_{ef}/\lambda^2$

Valores de diseño:

$f = 2.45\text{ GHz}$ $\epsilon_1 = \epsilon(35^\circ\text{C}) = 74,11 - j6.90$; $\text{tg} \delta = 0,0931$; $\lambda = 1,42\text{ cm}$; $\text{aten} = 1,79\text{ dB/cm}$. $\epsilon_0 = \epsilon(36^\circ\text{C}) = 73,80 - j6.70$; $\text{tg} \delta = 0,0908$; $\lambda = 1,43\text{ cm}$; $\text{aten} = 1,73\text{ dB/cm}$.

$$\left| \frac{\epsilon_1 - \epsilon_0}{\epsilon_0} \right| = 0,0050$$

$$R = 7,2\lambda \quad (2R = 20\text{ cm}) \quad A_{ef} = 2\lambda^2$$

$$\frac{W_r}{W_t} = -141,9\text{ dBm}$$

Si $W_t = 30\text{ dBm}$ y ponemos unas pérdidas por efectos varios de 10 dB , se obtiene:

$$W_r = 121,9\text{ dBm} \quad (3)$$

Si $\Delta f = 6\text{ KHz}$, $F = 4\text{ dB}$ $W_n = K(F-1)T_oB = -134,4\text{ dBm}$, con lo que:

$$\frac{S}{N} = 12,5\text{ dB} \quad (4)$$

Para el caso de $N = 64$ sondas, aunque estrictamente se tendría una zona útil de 10λ , en la práctica, debido al efecto amortiguador de las pérdidas en agua, la zona de trabajo cubre correctamente el diámetro previsto de $14,4\lambda = 20\text{ cm}$.

PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO

En la figura 3 se representa el sistema experimental. El objeto a reconstruir se sumerge en el recipiente cilíndrico rodeado por el array circular. La inmersión en agua es conveniente para mejorar la adaptación al órgano y evitar las reflexiones parásitas del entorno.

El array consiste en una bocina circular, sectorial plano-E, alimentada por 64 guías, cada una de ellas trabajando secuencialmente en emisión y en recepción, controladas por dos conjuntos de multiplexores de RF. Una doble modulación BF permite marcar al emisor y al receptor y mejorar la sensibilidad mediante una detección coherente BF.

La cadena de emisión comprende un oscilador a 2.45 GHz seguido de un amplificador de 1 Watio . Debido a la limitación de la densidad de potencia incidente por debajo de 1 mW/cm^2 , en la cadena de recepción se utiliza un amplificador de bajo ruido seguido de un detector coherente fase-cuadratura [8].

El procesamiento digital para la obtención de la imagen se realiza en un mini-ordenador de 32 bits y se representa en un monitor color de alta resolución.

DISCUSION Y RESULTADOS

El sistema permite la reconstrucción de cortes tomográficos absolutos y diferenciales (imagen obtenida como diferencia de dos reconstrucciones sucesivas) lo cual es de gran utilidad en procesos funcionales como es el caso de variaciones de temperatura. Para esta aplicación y con las potencias y dimensiones utilizadas puede obtenerse una resolución en temperatura mejor que 1°C para un cubo de 6 mm de lado con un tiempo de medida del orden de un segundo. El tiempo total de procesamiento es del orden de 5 segundos para una imagen de 64×64 puntos.

CONCLUSIONES

En la tabla II se presentan de manera resumida las características más importantes del sistema.

Los resultados preliminares muestran la potencialidad de un sistema cilíndrico de medida por sus características envolventes y sensibilidad de contraste. La búsqueda de algoritmos de reconstrucción sin la hipótesis de Born, así como la de líquidos que presenten una buena adaptación a los tejidos biológicos y menores pérdidas que el agua, constituyen las actuales líneas de investigación.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido subvencionado por la CAICYT (1165-84), el Fondo de Investigación Sanitaria de la Seguridad Social (FISS, 84/2112), y la acción integrada Hispano-Francesa (18/133).

REFERENCIAS

[1] G. Peronnet, Ch. Pichot, J.Ch. Bolomey, L. Jofre, A. Izadnegahdar, C. Szeles, Y. Michel,

J.L. Guerquin-Kern, "A Microwave Diffraction Tomography System for Biomedical Applications", 13th EMC Nuerenberg, Sept. 1983, pp. 529-533.

[2] Ch. Pichot, L. Jofre, G. Peronnet, J.Ch. Bolomey, "Active Microwave Imaging of Inhomogeneous Bodies", IEEE, Trans.Ant.Prop., vol. AP-33, n 4, April 1985, pp. 416-425.

[3] J.Ch. Bolomey, L. Jofre, G. Peronnet, "On the Possible Use of Active Microwave Imaging for Remote Thermal Sensing", IEEE, Trans. Microwave Theory Tech., vol. MTT-31, n 9, Sept. 1983, pp777-781.

[4] L.E. Larsen, J.H. Jacobi, "Microwave offer promise as imaging modality", Diagnostic Imaging, Nov. 1982, pp 42-47.

[5] J.C. Lin, "Frequency Optimization for

Microwave Imaging of Biological Tissues", Proc. IEEE, vol 73, n 2, February 1985, pp 374-375.

[6] J.Ch Bolomey, G. Peronnet, Ch. Pichot, L. Jofre, M.E. Gautheri, "L imagerie microonde active en genie biomedical", Capitulo de libro "L Apport de la Physique pour l aide au diagnostic", Editions de la Societé de Physique, Paris 1984.

[7] F.T. Ulaby, R.P. Jedlicka, "Microwave Dielectric Properties of Plant Materials", IEEE trans. on Geoscience and Remote Sensing, Vol. GE-22, n 4, July 1984,pp.406-415.

[8] L. Jofre, M. Ferrando, E. de los Reyes, A. Cardama, J.Ch. Bolomey, Ch. Pichot, "Cylindrical Near-Field Microwave Imaging System". Melecon 85, vol.III Madrid Oct. 1985, pp 131-134.

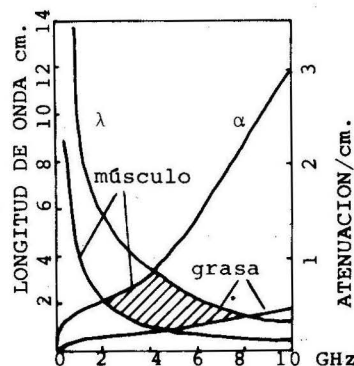


Figura 1. Atenuación y resolución en medios biológicos.

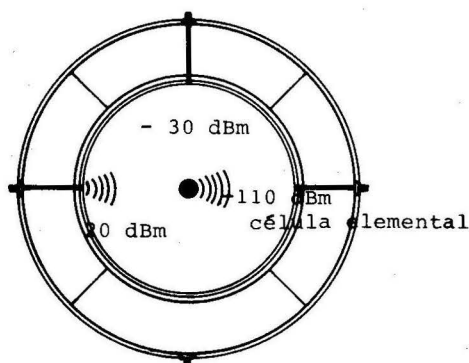


Figura 2. Balance de potencias.

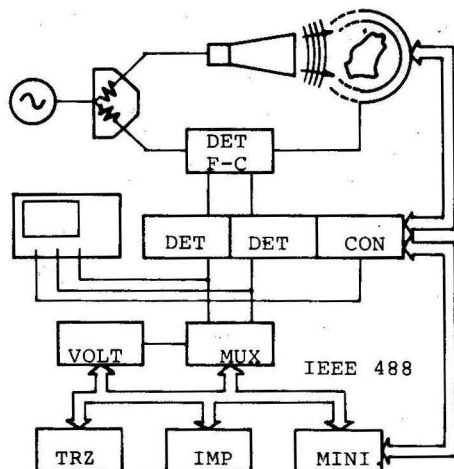


Figura 3. Esquema de bloques del sistema

Tabla I. Constante dieléctrica de medios biológicos (F=3GHz).

	ϵ_r	$\sigma_{s/m}$	$ J_{eq} ^*$	$\phi J_{eq} ^{(0)}$
Agua a 25°C	76.7	2.01	0	-
Grasa	55	0.13	24.5	152.5
Hueso	8	0.22	69.5	171.1
Músculo	46	2	30.7	179.9

(*Suposición $E_i = E_t$)

Tabla II. Características del sistema.

Geometría	Circular, diámetro: 25 cm	
SISTEMA DE MEDIDA	Generador	frecuencia: banda 2.45 GHz ancho de banda: 10% densidad potencia < 500µw/cm²
	Aplicador	nº de direcciones de iluminación M : 64
	Retina	nº de puntos de medida N : 64
	Receptor	velocidad adquisición 1/τ: 1000 punt/seg sensibilidad : -130 dBm margen dinámico: 80 dB factor de ruido: 3 dB ancho de banda : 10 KHz
	Duración de la adquisición	(M x N)τ < 10 seg
SISTEMA DE RECONSTRUCCION	PRESENTACION CORTES TOMOGRAFICOS DIAM 20 cm	
	CALCULO: PROCEDIMIENTOS ESPECTRALES (ITERAC)	
	PARAMETRO: PERMITIVIDAD COMPLEJA (ϵ_r, σ)	
	RESOLUCION ESPACIAL: $\approx \lambda/2$ (7 mm . en agua a 2.45 GHz)	
	RESOLUCION DIFERENCIAL: $\approx 1\%$ (1°C)	
	Nº DE OPERACIONES: $= 2N M^2 = 5.10^5$ (N = M = 64)	
	DURACION DE LA RECONSTRUCCION : < 10 seg (HP- 9050)	